



(19) BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND  
  
DEUTSCHES  
PATENTAMT

(12) **Offenlegungsschrift**  
(10) **DE 40 25 427 A 1**

(51) Int. Cl.<sup>5</sup>:  
**G 01 T 1/29**  
G 01 T 1/24  
G 01 T 1/202  
H 01 L 31/117  
H 01 L 27/146  
// G01V 5/00, A61B  
5/055

(21) Aktenzeichen: P 40 25 427.5  
(22) Anmeldetag: 10. 8. 90  
(43) Offenlegungstag: 13. 2. 92

**DE 40 25 427 A 1**

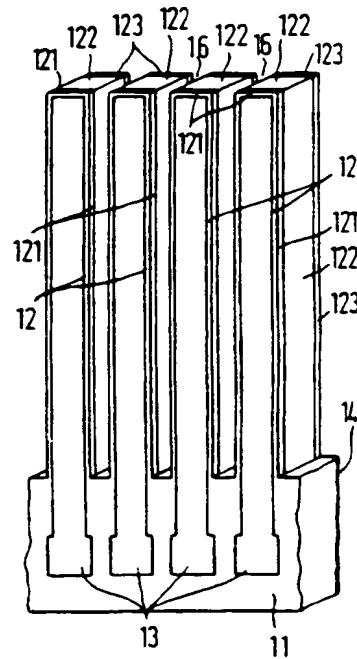
(71) Anmelder:  
Siemens AG, 8000 München, DE

(72) Erfinder:  
Stein, Karl-Ulrich, Dr., 8025 Unterhaching, DE

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

(54) Detektoranordnung zum Nachweis von Röntgenstrahlung und Verfahren zu deren Herstellung

(57) Eine Vielzahl von einzelnen für Röntgenstrahlung empfindlichen, insbesondere aus Silizium bestehenden Detektorelementen (12), deren Ausdehnung in der Einfallsrichtung der Röntgenstrahlung größer als senkrecht dazu ist, sind nebeneinander so angeordnet, daß zwischen je zwei benachbarten Detektorelementen (12) jeweils ein Spalt (16) gebildet wird. Die Detektorelemente (12) sind so mit Elektroden (13, 14) versehen, daß beim Einstrahlen der Röntgenstrahlung gebildete Ladung senkrecht zur Einfallsrichtung der Röntgenstrahlung gesammelt wird. Zur Herstellung werden auf einer Scheibe aus Silizium an der Oberseite und an der Unterseite solche Schichten (121, 123) erzeugt, daß die Scheibe als ganze eine Photodiode bildet. In der Scheibe werden senkrecht zur Schichtenfolge Spalte (16) erzeugt, so daß einzelne Detektorelemente (12) entstehen, die kammförmig mit einem Steg (11) verbunden sind.



**DE 40 25 427 A 1**

**Beschreibung**

Die Erfindung betrifft eine Detektoranordnung zum Nachweis von Röntgenstrahlung sowie ein Verfahren zur Herstellung einer Detektoranordnung zum Nachweis von Röntgenstrahlung.

Für Röntgengeräte mit elektronischer Bildaufbereitung, wie sie z. B. in der medizinischen Röntgencomputertomographie oder der Gepäckprüfung auf Flughäfen Einsatz finden, werden lineare Anordnungen mit einigen hundert für Röntgenstrahlung empfindlichen Detektorelementen benötigt. Für die Direktdarstellung von zweidimensionalen Röntgenbildern werden zweidimensionale Detektoranordnungen benötigt, die derzeit praktisch nur in Röhrentechnik ausführbar sind.

Es ist allgemein bekannt, zum Nachweis von Röntgenstrahlung Röntgendetektoren zu verwenden, die in Festkörpertechnologie hergestellt werden. Dabei wird für den Nachweis von Röntgenstrahlung eine Kombination aus einem Scintillatorkristall bzw. einem Scintillatormaterial und einem Photodetektor verwendet. In dem Scintillator wird dabei die Röntgenstrahlung in sichtbares Licht umgewandelt, das dann von dem Photodetektor nachgewiesen wird. Ein für den Scintillator gebräuchliches Material ist z. B. mit Thallium dotiertes Cäsiumjodid. Als Photodetektor wird allgemein eine Silizium-pin-Photodiode verwendet. Die Silizium-pin-Photodiode ist zwar an sich für Röntgenstrahlung empfindlich, die Röntgenstrahlung wird jedoch nur zu einem geringen Teil absorbiert, so daß die Siliziumpin-Photodiode nur einen sehr schlechten Wirkungsgrad beim Nachweis von Röntgenstrahlung aufweist. Der Wirkungsgrad in dem bekannten Röntgendetektor wird dadurch erhöht, daß die Röntgenstrahlung im Scintillatormaterial in sichtbares Licht umgewandelt wird, das mit gutem Wirkungsgrad von der Siliziumpin-Photodiode nachgewiesen wird.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Detektoranordnung zum Nachweis von Röntgenstrahlung anzugeben, die linear, einfach und kostengünstig aufzubauen ist und mit der eine hohe Auflösung und kurze Reaktionszeiten zu erreichen sind. Es ist weiterhin Aufgabe der Erfindung, ein Verfahren zur Herstellung einer solchen Detektoranordnung anzugeben.

Die Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch eine Detektoranordnung zum Nachweis von Röntgenstrahlung, wie sie im Anspruch 1 angegeben ist, sowie durch ein Verfahren zur Herstellung einer Detektoranordnung zum Nachweis von Röntgenstrahlung, wie es im Anspruch 12 angegeben ist.

Die erfindungsgemäße Detektoranordnung enthält die einzelnen Detektorelemente als integrierte Bestandteile. Die Detektorelemente sind über mindestens einen Steg miteinander verbunden und dadurch fest zueinander angeordnet. Dadurch sind in der erfindungsgemäßen Detektoranordnung geringere Abstände der Detektorelemente untereinander möglich, als dies beim Aufbau aus diskreten Detektorelementen der Fall wäre. Damit wird in der erfindungsgemäßen Detektoranordnung eine erhöhte Ortsauflösung erzielt.

Die Absorption und damit der Wirkungsgrad der einzelnen Detektorelemente wird über deren Länge eingestellt. Die Ortsauflösung wird über den Querschnitt der Detektorelemente und die Größe der Spalte eingestellt. Die Spalte stellen in der Detektoranordnung sicher, daß die einzelnen Detektoren gegen Ladungsträgerdiffusion, kapazitives Übersprechen und örtlich entkoppelt sind.

Die Detektoranordnung besteht z. B. aus Silizium. Die Länge der Detektorelemente beträgt dann z. B. 20 mm oder mehr. Im Querschnitt sind die Detektorelemente z. B. rechteckig mit Kantenlängen von 1 bis 5 2 mm.

Die Detektoranordnung wird aus einer Halbleiterscheibe, z. B. aus Silizium mit einer Dicke von z. B. 0,5 bis 2 mm hergestellt. Dabei werden die Detektorelemente durch anisotropes Ätzen und/oder Sägen in Richtung der Oberfläche der Halbleiterscheibe erzeugt. Der Steg wird ebenfalls aus der Halbleiterscheibe dadurch erzeugt, daß die Spalte parallel zur Oberfläche der Halbleiterscheibe nicht die gesamte Halbleiterscheibe durchtrennen.

15 Die Detektorelemente werden z. B. als pin-, als Junction- oder als Metallhalbleiterdiode realisiert. Die Herstellung der Photodioden für die Detektorelemente kann dabei vor oder nach der Erzeugung der Spalte in der Halbleiterscheibe erfolgen. Es ist besonderes vorteilhaft, die Detektorelemente als pin-Dioden auszubilden, da diese in einer Planartechnik auf der Vorder- und Rückseite der Halbleiterscheibe dargestellt werden.

In der erfindungsgemäßen Detektoranordnung wird die Absorptionslänge der Detektorelemente unabhängig von der Ortsauflösung der Detektoranordnung eingestellt. Die Ladungssammlung erfolgt in den einzelnen Detektorelementen senkrecht zur Einfallsrichtung der Röntgenstrahlung. Daher sind unabhängig von der großen Absorptionslänge geringe Ansprechzeiten erzielbar. Bei Ausbildung der Detektorelemente als pin-Diode und einem rechteckigen Querschnitt der Detektorelemente mit Kantenlängen im Bereich von 1 bis 2 mm werden Ansprechzeiten im Bereich unter 100 ns erzielt. Dabei sind Betriebsspannungen im Bereich von 100 Volt erforderlich.

30 Da die erfindungsgemäße Detektoranordnung in Silizium herstellbar ist, kann sie mit den üblichen Planartechniken bzw. anisotropen Ätz- und Sägetechniken kostengünstig hergestellt werden. In einem Arbeitsgang werden gleichzeitig die Vielzahl von Detektorelementen bei hoher Qualität und Zuverlässigkeit hergestellt.

35 Über den Querschnitt der Detektorelemente ist die Ortsauflösung einstellbar. Ortsauflösungen bis in den Bereich von 0,1 mm können erzielt werden, wenn die Detektorelemente mit einem v-förmigen Querschnitt geätzt werden. Die Elektroden werden in diesem Fall in einer Ebene angeordnet.

40 Die erfindungsgemäßen Detektoranordnungen, in denen die Detektorelemente linear auf einem Steg angeordnet sind, können übereinander stapelförmig angeordnet werden, wodurch eine zweidimensionale Detektoranordnung realisiert wird.

45 Die Detektoranordnung kann mit Hilfe der in der Halbleitertechnologie üblichen Trägern und Gehäusen fertiggestellt werden. Die Detektoranordnung wird z. B. durch Aufkleben auf Metall- oder Keramikträger (lead frames) und Vergießen oder Umpressen in SIL-, DIL- oder SMD-ähnliche Gehäuse kostengünstig verpackt.

Bei Verwendung von Detektoranordnungen mit vielen, linear nebeneinander angeordneten Detektorelementen und bei einem relativ geringen Abstand der Detektoranordnung zur Röntgenstrahlungsquelle wird die Ortsauflösung der Detektoranordnung durch die schräge Einstrahlung auf den rechtwinkligen Detektor reduziert. Dieser Effekt wird gemäß einer Ausführungsform der Erfindung dadurch vermieden, daß die Detektorelemente auf die Röntgenstrahlungsquelle ausgerichtet, schräg angeordnet sind. Besonders gleichmäßig wird

dieser Effekt unterdrückt durch Verwendung eines gebogen ausgeführten Steges.

Die mechanische Festigkeit der Detektoranordnung wird gemäß einer weiteren Ausführungsform der Erfindung dadurch erhöht, daß die Detektorelemente an der dem Steg abgewandten Seite durch ein Joch aus Halbleitermaterial, z. B. Silizium, miteinander verbunden sind. Die Spalte zwischen den Detektorelementen werden mit einer Ätztechnik ausgeführt.

Es ist vorteilhaft, auf der Halbleiterscheibe der Detektoranordnung integriert eine Ladungstransferausleseschaltung oder eine Charge-Coupled-Device-Ausleseschaltung aufzubringen. Dadurch wird vermieden, daß jede einzelne Elektrode elektrisch mit dem nachfolgenden Verstärker verbunden wird.

Bei der Absorption von Röntgenstrahlung in einem Festkörper überwiegt bei niedrigen Energien der Röntgenquanten die photoelektrische Absorption. Bei höheren Energien überwiegt die Absorption durch den Compton-Effekt. In Silizium fällt die photoelektrische Absorption im Bereich über 55 keV Photonenenergie unter die Absorption durch den Compton-Effekt ab. Die Comptonstrahlung ist längerwellig als die ursprüngliche Röntgenstrahlung.

Bei Anwendung von Röntgenstrahlung in der medizinischen Diagnostik haben sich Röhrenspannungen zur Erzeugung der Röntgenstrahlung im Bereich zwischen 100 und 130 kV als Standard bewährt. Das sich ergebende Röntgenstrahlspektrum weist Maxima im Bereich zwischen 50 und 70 keV auf. Bei Verwendung einer erfundungsgemäßen Detektoranordnung aus einem Halbleitermaterial, z. B. Silizium, in der medizinischen Diagnostik tritt der Compton-Effekt in der Detektoranordnung bei den üblicherweise gewählten Röntgenenergien auf. Es ist nicht möglich, für medizinische Anwendungen das Röntgenspektrum so weich zu wählen, daß der Compton-Effekt nicht auftritt, da in diesem Bereich das Bildrauschen stark ansteigt. Es muß daher ein Kompromiß eingegangen werden zwischen dem Bildrauschen bei weicher Strahlung und dem Überwiegen des Compton-Effektes bei harter Strahlung. Für diese Anwendungen ist daher ein Röntgenspektrum zwischen 40 und 60 keV Quantenenergie besonders geeignet.

Die Compton-Strahlung führt in der erfundungsgemäßen Detektoranordnung zu einer diffusen Strahlung, deren Ausbreitungsrichtung im allgemeinen von der ursprünglichen Einfallsrichtung der Röntgenstrahlung abweicht. Das heißt, die Compton-Strahlung durchstrahlt die Detektorelemente quer zu ihrer Längsausdehnung. In dieser Richtung haben die Detektorelemente nur eine sehr geringe Absorptionslänge für Röntgenstrahlung.

Gemäß einer Ausführungsform der Erfindung wird diese störende Compton-Strahlung dadurch unterdrückt, daß die Spalte zwischen den Detektorelementen in der Detektoranordnung mit einer die Compton-Strahlung absorbierenden Schicht ausgefüllt sind. Dafür sind Schwermetalle wie z. B. Blei geeignet. Durch diese Maßnahme wird das Übersprechen zwischen den einzelnen Detektorelementen vermieden. Die Energie der Compton-Strahlung wird dabei absorbiert und geht für die Quantenausbeute verloren.

Gemäß einer weiteren Ausführungsform der Erfindung enthalten die Spalte zwischen den Detektorelementen ein Scintillationsmaterial. In dem Scintillationsmaterial wird die Compton-Strahlung in sichtbares Licht umgewandelt. Das sichtbare Licht wird von den benachbarten Detektorelementen als Lichtsignal nachgewiesen. Da Photodioden aus z. B. Silizium eine gute

Nachweiswahrscheinlichkeit für Licht im sichtbaren Bereich haben, wird dieses Licht in den benachbarten Detektorelementen in ein Signal umgewandelt. In einer Detektoranordnung gemäß dieser Ausführungsform kommt es daher zu einer leichten Verschmierung der Ortsauflösung, die jedoch bei der Bildverarbeitung kompensiert werden kann.

In einer verbesserten Ausführungsform werden die Spalte zwischen dem Detektorelement mit einer Schichtenfolge bestehend aus einer Scintillatorschicht, einer optischen Trennschicht und wiederum einer Scintillatorschicht aufgefüllt. Die optische Trennschicht verhindert durch Absorption oder Reflexion ein Übersprechen zwischen benachbarten Detektorelementen. In der Scintillatorschicht wird Compton-Strahlung sowie direkt auf einfallende Röntgenstrahlung in sichtbares Licht umgewandelt, das von dem benachbarten Detektorelement nachgewiesen wird. Um eine Störung der Funktion des Detektorelementes aus z. B. Silizium durch Überschläge zu vermeiden, sind zwischen dem Detektorelement und der Scintillatorschicht Isolations schichten vorgesehen.

Weitere Ausgestaltungen der Erfindung gehen aus den übrigen Ansprüchen hervor.

Im folgenden wird die Erfindung anhand von Ausführungsbeispielen und den Figuren näher erläutert.

**Fig. 1** zeigt eine Detektoranordnung mit Detektorelementen mit rechteckigem Querschnitt.

**Fig. 2** zeigt eine Detektoranordnung mit v-förmig geätzten Detektorelementen.

**Fig. 3** zeigt eine Detektoranordnung mit Detektorelementen mit rechteckigem Querschnitt und mit einem Joch zur mechanischen Stabilisierung.

**Fig. 4** zeigt eine Detektoranordnung, in der mindestens zwei Detektorelemente einen Winkel größer 0° bilden.

**Fig. 5** zeigt eine Detektoranordnung mit einer integrierten Ladungstransferausleseschaltung.

**Fig. 6** zeigt eine Detektoranordnung mit mit absorberndem Material ausgefüllten Spalten.

**Fig. 7** zeigt eine Detektoranordnung mit zwischen den Detektorelementen angeordnetem Scintillatormaterial.

**Fig. 8** zeigt einen Ausschnitt aus einer Detektoranordnung, in der zwischen je zwei Detektorelementen eine Schichtenfolge Isolationsschicht, Scintillatorschicht, optische Trennschicht, Scintillatorschicht, Isolationsschicht angeordnet ist.

Auf einem Steg 11 sind Detektorelemente 12 angeordnet (s. Fig. 1). Der Steg 11 und die Detektorelemente 12 bestehen z. B. aus v-Siliziummaterial mit einer Dotierung von  $10^{11}$  bis  $10^{13} \text{ cm}^{-3}$ . Die Detektorelemente 12 sind nach Art einer pin-Diode aufgebaut mit einem p<sup>+</sup>-dotierten Bereich 121, einem intrinsischen Bereich 122 und einem n<sup>+</sup>-dotierten Bereich 123. Die Detektorelemente sind jeweils mit einer Vorderseitenelektrode 13 aus z. B. Aluminium versehen. Die Rückseiten der Detektorelemente 12 sind über eine Rückseitenelektrode 14 miteinander verbunden. Zwischen benachbarten Detektorelementen 12 werden Spalte 16 gebildet.

Im Betrieb wird zwischen die Vorderseitenelektrode 13 und die Rückseitenelektrode 14 eine Spannung im Bereich von 100 Volt angelegt. Dadurch sind ein kostengünstiger Betrieb und kostengünstige Verstärkerschaltungen möglich. Die Röntgenstrahlung fällt parallel zur Schichtenfolge in die Detektorelemente 12 ein.

Die in **Fig. 1** dargestellte Detektoranordnung wird z. B. durch anisotropes Ätzen oder Sägen in eine Silizi-

umscheibe erzeugt. Die Bildung des p<sup>+</sup>-dotierten Bereichs 121 und des n<sup>+</sup>-dotierten Bereichs 123 sowie das Aufdampfen der Vorderseitenelektroden 13 und der Rückseitenelektrode 14 kann dabei vor oder nach dem Strukturieren der Siliziumscheibe erfolgen.

Eine Verbesserung der Ortsauflösung wird mit einer Detektoranordnung erzielt, wie sie in Fig. 2 dargestellt ist. Auf einem Steg 21 sind Detektorelemente 22 angeordnet. Die Detektorelemente 22 weisen einen v-förmigen Querschnitt auf und sind durch Spalte 26 voneinander getrennt. Die Detektorelemente 22 sind auf der Vorderseite mit Einzelektroden 23 und einer gemeinsamen Elektrode 24 versehen. Die Detektorelemente 22 enthalten Photodioden, in die die Röntgenstrahlung parallel zur Schichtenfolge einfällt. Die Detektoranordnung wird aus einer Siliziumscheibe durch anisotropes Ätzen hergestellt. Der Querschnitt der Detektorelemente 22 wird durch v-Ätzung erzeugt. Mit dieser Ätztechnik werden feine Strukturen erzeugt. Ortsauflösungen bis in den Bereich von 0,1 mm werden damit erzielt.

Auf einem Steg 31 sind Detektorelemente 32 angeordnet (s. Fig. 3). Die Detektorelemente 32 sind z. B. als planare pin-Dioden ausgebildet und sind durch Spalte 36 voneinander getrennt. Die Detektorelemente 32 werden mit getrennten Vorderseitenelektroden 33 und einer gemeinsamen Rückseitenelektrode 34 kontaktiert. Zur Vergrößerung der mechanischen Stabilität sind die Detektorelemente 32 an der dem Steg 31 abgewandten Seite über ein Joch 35 miteinander verbunden. Die Detektorelemente 32, der Steg 31 und das Joch 35 bestehen z. B. aus Silizium. Die Detektoranordnung wird z. B. aus einer Siliziumscheibe hergestellt. Dabei werden die Spalte 36 zwischen den Detektorelementen 32 durch anisotropes Ätzen erzeugt.

Auf einem Steg 41 sind Detektorelemente 42 angeordnet (s. Fig. 4). Zwischen benachbarten Detektorelementen 42 wird dabei jeweils ein Spalt 46 gebildet. Der Steg 41 ist bogenförmig ausgebildet, so daß die Längsachsen der Detektorelemente 42 zueinander in einem Winkel größer 0° stehen. Mit dieser Detektoranordnung wird vorteilhafterweise Röntgenstrahlung nachgewiesen, die von einer in einem geringen Abstand befindlichen Röntgenquelle stammt. Durch den bogenförmigen Steg 41 wird dabei eine schräge Einstrahlung auf einem rechtwinkligen Detektor vermieden, die zu einer Einbuße an Ortsauflösung führen würde.

Um eine schräge Einstrahlung auf einen rechtwinkligen Detektor zu vermeiden, genügt es in manchen Fällen, statt des bogenförmigen Steges 41 einen Steg mit mindestens einem Knick vorzusehen.

In Fig. 5 ist eine Detektoranordnung dargestellt, in der Detektorelemente 52 mit einem Steg 53 und einem Joch 55 verbunden sind. Die Detektoranordnung besteht z. B. aus Silizium. Zwischen den Detektorelementen 52 sind Spalte 56 angeordnet. Die Detektorelemente 52 sind mit einer gemeinsamen Rückseitenelektrode versehen (in dieser Ansicht nicht dargestellt). Auf der Vorderseite werden die Detektorelemente 52 durch einzelne Elektroden 53 kontaktiert. Auf dem Steg 51 ist integriert eine Ausleseschaltung 57 enthalten. Die Ausleseschaltung besteht aus einer Ladungstransferschaltung. Die Ausleseschaltung 57 ist z. B. als Charge-Coupled-Device (CCD) ausgebildet. Die einzelnen Elektroden 53 sind mit den Eingängen der Ausleseschaltung 57 verbunden. Dadurch wird vermieden, daß jede einzelne Elektrode 53 elektrisch mit einem nachfolgenden Verstärker verbunden werden muß. Um zu vermeiden, daß die Eingangsspannungen an dem CCD zu groß werden,

werden Klemm dioden in integrierter Form zwischen die einzelnen Elektroden 53 und die Eingänge der CCD Schaltung geschaltet. Am Signalausgang des CCD sind ein Verstärker und Schaltungen zur Takterzeugung für das CCD vorgesehen.

In Fig. 6 ist eine Detektoranordnung dargestellt, die auf einem Steg 61 angeordnete Detektorelemente 62 enthält. Die Detektorelemente 62 sind z. B. als pin-Diode ausgebildet. Der Steg 61 und die Detektorelemente 62 bestehen z. B. aus Silizium. Zwischen den Detektorelementen 62 sind mit Röntgenstrahlung absorbierendem Material aufgefüllte Spalte 66 angeordnet. Das absorbierende Material ist dazu vorgesehen, Compton-Strahlung, die eines der Detektorelemente 62 seitlich verläßt, zu absorbieren. Als absorbierendes Material sind z. B. Schwermetalle, insbesondere Blei, geeignet.

In Fig. 7 ist eine Detektoranordnung dargestellt mit auf einem Steg 71 angeordneten Detektorelementen 72, die mit einer Vorderseitenelektrode 72 versehen sind.

Zwischen den Detektorelementen 72 sind mit einem Scintillatormaterial aufgefüllte Spalte 76 angeordnet. In dem Scintillatormaterial wird eines der Detektorelemente 72 verlassende Compton-Strahlung in sichtbares Licht umgewandelt. Als Scintillatormaterial ist z. B. Thallium-dotiertes Cäsiumjodid oder Thallium-dotiertes Natriumjodid geeignet. In dem Scintillatormaterial wird auch direkt in die Spalte 76 einfallende Röntgenstrahlung in Licht umgewandelt. Das in Scintillatormaterial entstandene Licht wird in einem der benachbarten Detektorelementen 72 nachgewiesen. Auf diese Weise kommt es in der Detektoranordnung zu einer geringfügigen Verschmierung der Ortsauflösung, die jedoch bei der Bildaufbereitung kompensiert werden kann.

In Fig. 8 ist ein Ausschnitt aus einer Detektoranordnung dargestellt. Es sind Ausschnitte zweier benachbarter Detektorelemente 82 mit Vorderseitenelektroden 83 dargestellt. Die Detektorelemente 82 bestehen z. B. aus Silizium. Benachbart mit den Detektorelementen 82 sind Isolationsschichten 88 vorgesehen. Benachbart mit

den Isolationsschichten 88 sind Scintillatorschichten 89 vorgesehen. Zwischen den Scintillatorschichten 89 ist eine optische Trennschicht 810 vorgesehen. Die optische Trennschicht 810 soll ein Übersprechen zwischen benachbarten Detektorelementen 82 verhindern. Die optische Trennschicht 810 absorbiert oder reflektiert sowohl sichtbares Licht als auch Röntgenstrahlung. Für die optische Trennschicht 810 ist z. B. ein Schwermetall, insbesondere Blei, geeignet. In der Scintillatorschicht 89 wird das Detektorelement 82 verlassende Compton-Strahlung in sichtbares Licht umgewandelt. In der Scintillatorschicht 89 wird ebenfalls direkt auftreffende Röntgenstrahlung in sichtbares Licht umgewandelt. Die optische Trennschicht 810 verhindert, daß dieses Licht in das benachbarte Detektorelement 82 gelangt, das auf der anderen Seite der optischen Trennschicht 810 angeordnet ist. Das sichtbare Licht kann daher nur in dem Detektorelement 82 nachgewiesen werden, das auf derselben Seite der optischen Trennschicht 810 liegt. Die Isolationsschicht 88 stellt eine elektrische Isolierung zwischen dem Detektorelement und der Scintillatorschicht 89 sicher. Dadurch wird eine Störung der Funktion des Detektorelementes 82 z. B. durch Überschläge vermieden. Diese Detektoranordnung hat den Vorteil, daß der Wirkungsgrad der Detektorelemente 82 durch die benachbarten Scintillatorschichten 89 vergrößert wird. Zum einen wird auch das Detektorelement 82 verlassende Compton-Strahlung nachgewiesen, zum anderen wird direkt auf die Scintillatorschicht 89 einfallende

Röntgenstrahlung der Röntgenstrahlungsquelle nachgewiesen. Als Scintillatorschicht 89 ist wiederum Thallium-dotiertes Cäsiumjodid oder Thallium-dotiertes Sodiumjodid geeignet.

#### Patentansprüche

1. Detektoranordnung zum Nachweis von Röntgenstrahlung mit folgenden Merkmalen:
  - a) es ist eine Vielzahl von einzelnen, für Röntgenstrahlung einer Röntgenstrahlungsquelle empfindlichen Detektorelementen (12, 22, 32, 42, 52, 62, 72, 82) vorgesehen, deren Ausdehnung in der Einfallrichtung der Röntgenstrahlung größer als senkrecht dazu ist,
  - b) die Detektorelemente (12, 22, 32, 42, 52, 62, 72, 82) sind nebeneinander an mindestens einem Steg (11, 21, 31, 41, 51, 61, 71) so angeordnet, daß zwischen je zwei benachbarten Detektorelementen (12, 22, 32, 42, 52, 62, 72, 82) jeweils ein Spalt (16, 26, 36, 46, 56, 66, 76) gebildet wird und daß der Steg (11, 21, 31, 41, 51, 61, 71) an der der Röntgenstrahlungsquelle abgewandten Seite liegt,
  - c) die Detektorelemente (12, 22, 32, 42, 52, 62, 72, 82) sind so mit Elektroden (13, 23, 33, 53, 63, 73, 83, 14, 24, 34, 64) versehen, daß senkrecht zur Einfallrichtung der Röntgenstrahlung beim Einstrahlen der Röntgenstrahlung gebildete Ladung gesammelt wird.
2. Detektoranordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Detektorelemente (12, 22, 32, 42, 52, 62, 72, 82) und der Steg (11, 21, 31, 41, 51, 61, 71) aus einer Halbleiterscheibe ausgebildet sind.
3. Detektoranordnung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß auf der Halbleiterscheibe eine Ladungstransferschaltung (57) zum Auslesen der Detektorelemente (12, 22, 32, 42, 52, 62, 72, 82) vorgesehen ist.
4. Detektoranordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Detektorelemente (12, 22, 32, 42, 52, 62, 72, 82) aus Silizium bestehen.
5. Detektoranordnung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Detektorelemente (12, 22, 32, 42, 52, 62, 72, 82) parallel zur Einfallrichtung der Röntgenstrahlung eine Länge von mindestens 2 mm aufweisen.
6. Detektoranordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Detektorelemente (12, 22, 32, 42, 52, 62, 72, 82) senkrecht zu ihrer Längsrichtung einen rechteckigen Querschnitt mit einer Kantenlänge von 1 bis 2 mm aufweisen.
7. Detektoranordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Detektorelemente (22) senkrecht zu ihrer Längsrichtung einen v-förmigen Querschnitt aufweisen.
8. Detektoranordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Detektorelemente (32, 52) an der der Röntgenquelle zugewandten Seite über ein für die Röntgenstrahlung im wesentlichen durchlässiges Joch (35, 55) miteinander verbunden sind.
9. Detektoranordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens zwei der Detektorelemente (42) so angeordnet sind, daß ihre Längsachsen einen Winkel größer 0° einschließen.

10. Detektoranordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Spalte (66, 76) zwischen den Detektorelementen (62, 72, 82) mit einem Röntgenstrahlung absorbierenden Absorber ausgefüllt sind.
11. Detektoranordnung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß der Absorber eine Scintillatorschicht (76, 89) zur Umwandlung der in die Spalte gelangenden Röntgen- und Comptonstrahlung in sichtbares Licht enthält.
12. Detektoranordnung nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß der Absorber als Schichtenfolge aus einer ersten Isolatorschicht (88), einer ersten Szintillatorschicht (89), einer Trennschicht (810) für Optische- und Röntgenstrahlung, einer zweiten Scintillatorschicht (89) und einer zweiten Isolatorschicht (88) aufgebaut ist.
13. Verfahren zur Herstellung einer Detektoranordnung zum Nachweis von Röntgenstrahlung mit folgenden Schritten:
  - a) auf einer Scheibe aus Silizium werden an der Oberseite und an der Unterseite solche Schichten (121, 123) erzeugt, daß die Scheibe als ganze eine Photodiode bildet,
  - b) in der Scheibe werden senkrecht zur Schichtenfolge Spalte (16) erzeugt, so daß einzelne Detektorelemente (12) entstehen, die kammförmige mit einem Steg (11) verbunden sind.
14. Verfahren nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß vor Erzeugung der Spalte (16) auf die Scheibe beidseitig Elektroden (13, 14) für die einzelnen Detektorelemente (12) aufgebracht werden.
15. Verfahren nach Anspruch 13 oder 14, dadurch gekennzeichnet, daß die Scheibe aus intrinsischem Silizium, daß an der Oberseite eine p+-dotierte Schicht (121) und an der Unterseite eine n+-dotierte Schicht (123) erzeugt wird.

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

FIG 1

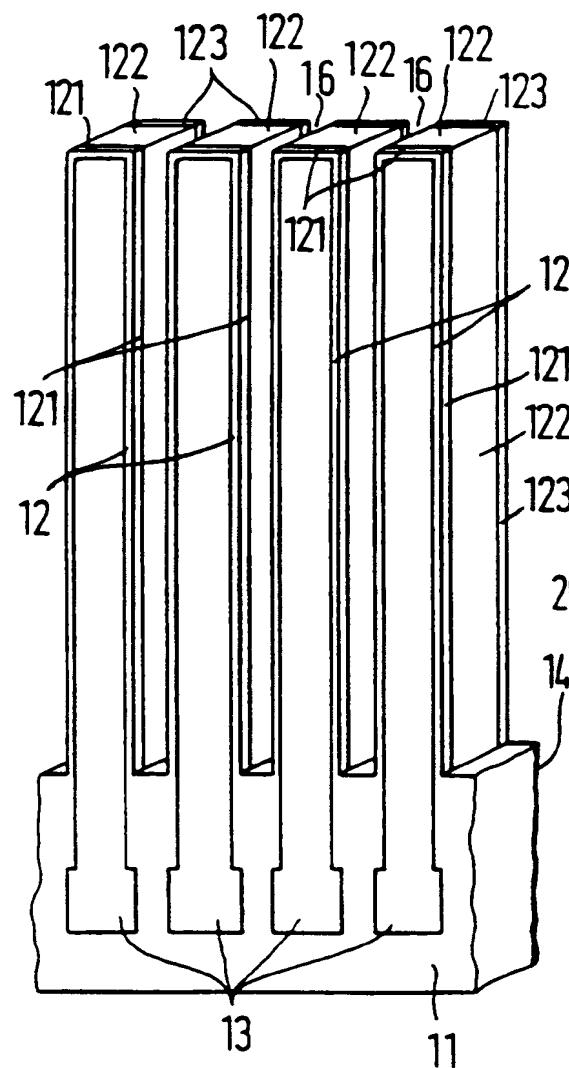
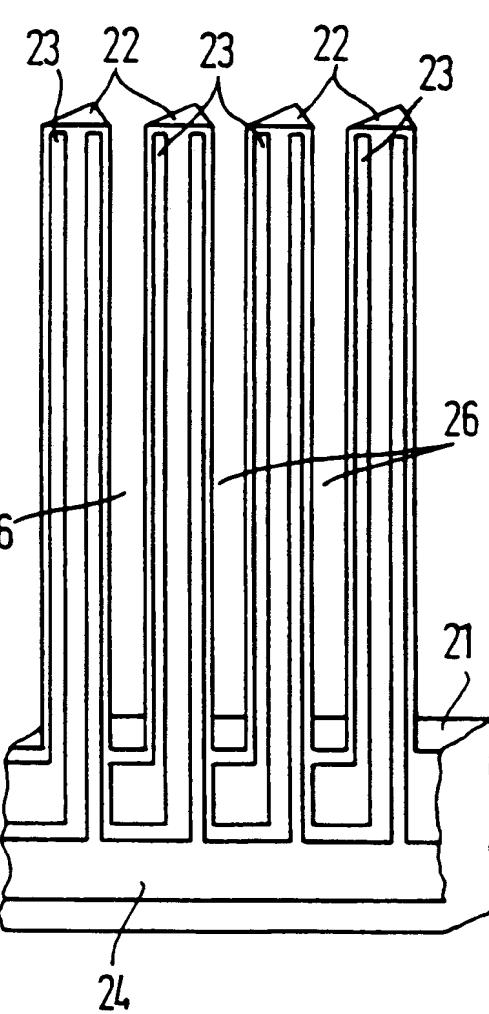


FIG 2



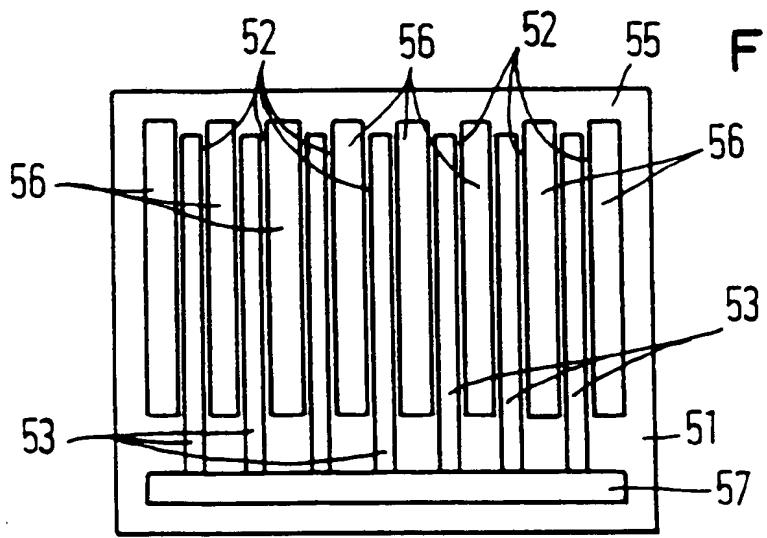
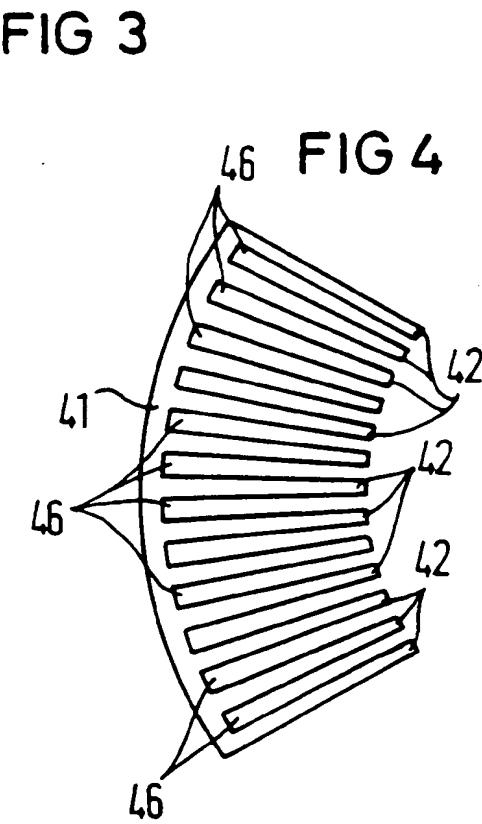
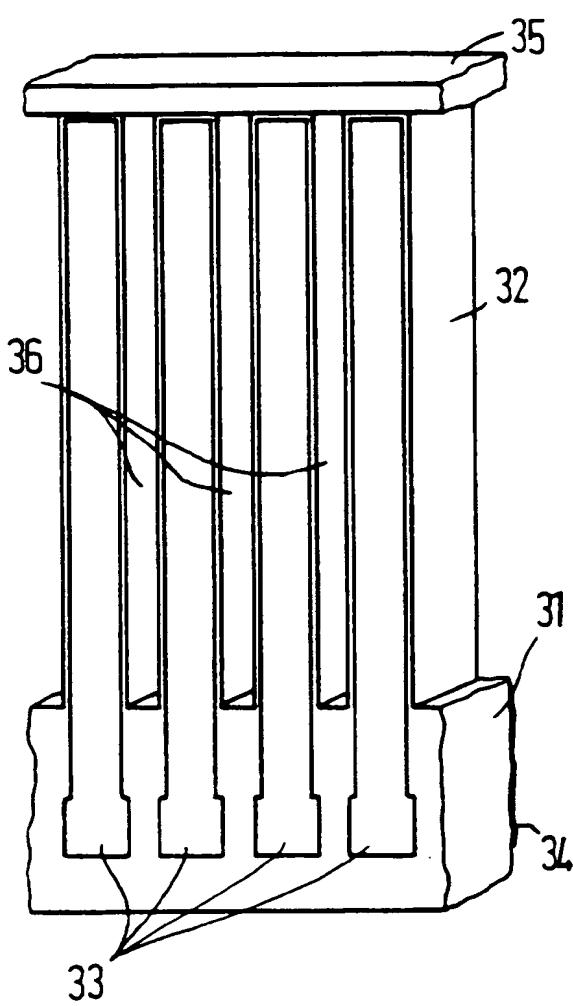


FIG 6

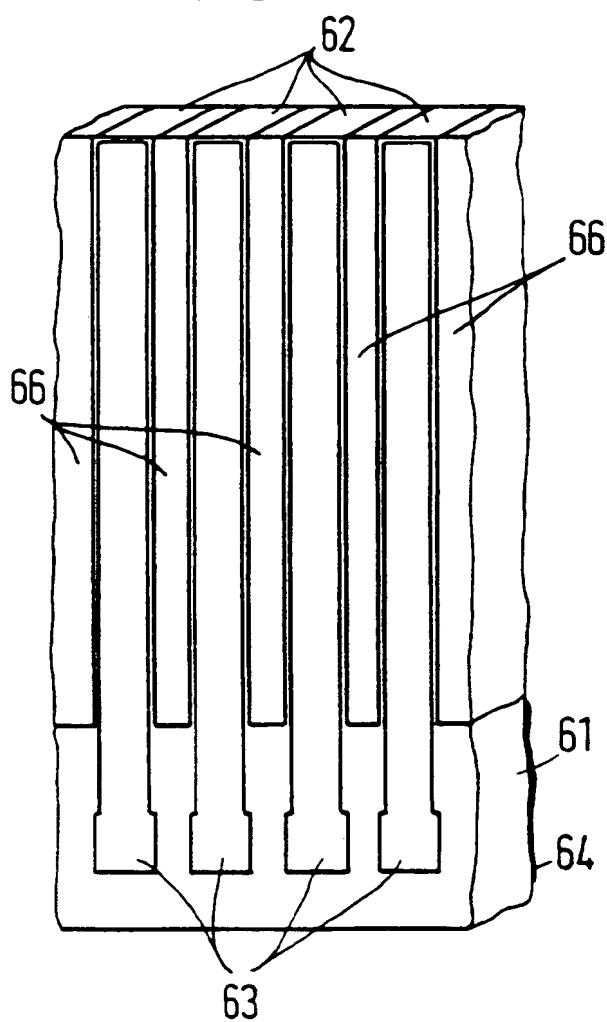


FIG 7

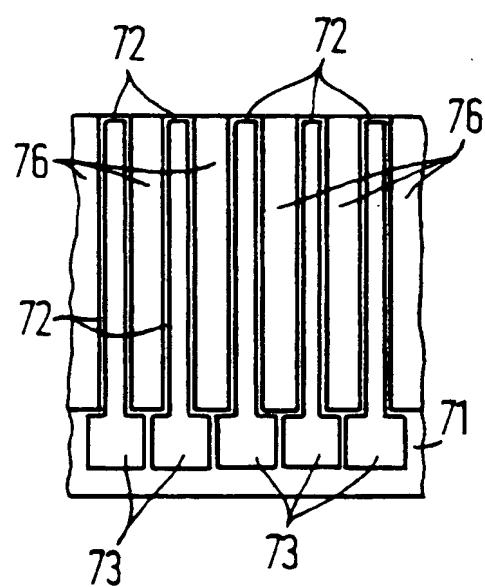


FIG 8

